

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 03-173536

(43)Date of publication of application : 26.07.1991

(51)Int.Cl.

A61B 5/14
G01N 21/31

(21)Application number : 02-315293

(71)Applicant : PHILIPS GLOEILAMPENFAB:NV

(22)Date of filing : 20.11.1990

(72)Inventor : MARTENS GERHARD DR
KORDTS JUERGEN
HELZEL THOMAS

(30)Priority

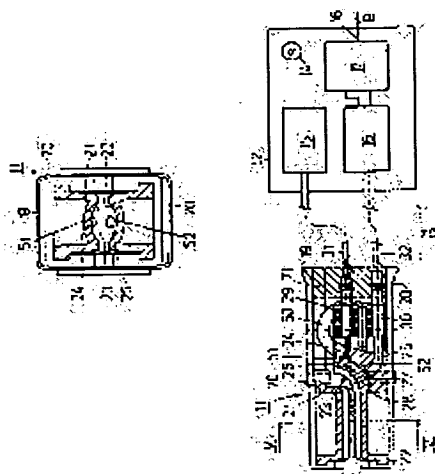
Priority number : 89 3938759 Priority date : 23.11.1989 Priority country : DE

(54) NONINVASIVE OXYGEN ANALYZER DEVICE

(57)Abstract:

PURPOSE: To prevent an action error caused by unexpected movement in measuring by constituting a finger clamp sensor, which is composed of a nonmetallic material, of a hollow flexible material having an end fitted to the finger tip.

CONSTITUTION: A sensor 11 is designed to be a clamp state, constituted of the top 19 and the bottom 20 which are so connected as to be move mutually via a joint 50, composed of a nonmetallic member, and is in a position closed by a rubber band 70 used for the circumference of the top 19 and the bottom 20 without using the external lever-force. The top 19 and the bottom 20 which have hollows 21, 22 designed to be groove shapes as the clamping jaw part are formed into an acid elastic synthetic member finger bed where, at least, two phalanges of the forefinger can be clamped. The shape of the bottom hollow 22 approaching to the inside of the clamp sensor is restricted by an end 23 which is suited to support the finger tip by an embedded method, and the cross sections 51, 52 of two optical guide parts 24, 25 are embedded in the control 23 face, separated from each other and arranged toward the finger.



BEST AVAILABLE COPY

LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

⑨ 日本国特許庁(JP)

⑩ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

平3-173536

⑤ Int.Cl.⁵

識別記号

庁内整理番号

⑬ 公開 平成3年(1991)7月26日

A 61 B 5/14
G 01 N 21/31

3 1 0

Z

7831-4C
7458-2G

審査請求 未請求 請求項の数 15 (全8頁)

⑭ 発明の名称 非侵入酸素計装置

⑯ 特 願 平2-315293

⑰ 出 願 平2(1990)11月20日

優先権主張 ⑱ 1989年11月23日 ⑲ 西ドイツ(DE) ⑳ P3938759.3

⑳ 発 明 者 ゲルハルト マルテン ドイツ連邦共和国 2359 ヘンシュテット-ウルツブルク
ス プレスラウアー シュトラーセ 40番地㉑ 発 明 者 ユルゲン コルツ ドイツ連邦共和国 2000 ノルダーシュテット シンケル
リング 63エー番地㉒ 発 明 者 トーマス ヘルツエル ドイツ連邦共和国 2358 カルテンキルヘン エルスドル
フアー シュテイーグ 18番地㉓ 出 願 人 エヌ・ペー・フィリッ オランダ国 アインドーフエン フルーネヴァウツウエツ
ブス・フルーイランベ ハ 1
ンフアブリケン

㉔ 代 理 人 弁理士 伊東 忠彦 外2名

明 細 書

1. 発明の名称

非侵入酸素計装置

2. 特許請求の範囲

(1) 指用のクランプ状センサーと、特定の波長の2つの電磁波を発生し処理する自己校正制御ユニットと、介在移送ストレッチとを有する非侵入酸素計装置であって、センサー(11)及び移送ストレッチ(13)は非金属材料からなり、センサー(11)はパネ装置及び指先に適合される端部(23)を有する少なくとも1つの中空(22)を有し、その端部(23)で光ガイド部は終端し、指の非移動-感知接続用に移送ストレッチ(13)のセンサー側端部に切離せるように接続され、異なる断面の2つの光波ガイド(31, 32)を有し、制御ユニット(12)は送信器(15)と、受信器(16)と、先ず異なるように符号化され、移送ストレッチ(13)のスペクトル窓に対応する指から反射された電磁波のパルス依存変調係数の相対的振幅から血液の酸素含量を決

める計算ユニット(17)を有することを特徴とする非侵入酸素計装置。

(2) 第1のガイド(31)は制御ユニット(12)からの電磁波をセンサー(11)に伝送し、第2のガイド(32)は指から反射された電磁波を制御ユニット(12)に伝送し、第1のガイド(31)は第2のガイド(32)より小さい断面を有し、両方共プラスチックで作られ、センサー(11)ではプラグ装置(29, 30)を介して光ガイド部(24, 25)に接続されることを特徴とする請求項1記載の装置。

(3) センサー(11)は指の一部用の指ベッドを形成する溝状中空(21, 22)をそれぞれ有する上部(19)及び下部(20)を有し、その上部及び下部はパネによりクランプの方法で互いに対して可動でき、下部中空(22)は光ガイド部(24, 25)がその横断面(51, 52)で埋込んで、互いに離間して配置される内端部(23)を有することを特徴とする請求項2記載の装置。

特開平3-173536 (2)

(4) 断面(51, 52)は、端部(23)の曲線に対応する角度で互いに対して配置され、光ガイド部(24, 25)は鋳造組成(28)に埋設され、端部(23)に向って曲線で延在し、中空(21, 22)は指の異なる形状に適合する可撓性材料からなることを特徴とする請求項3記載の装置。

(5) バネ装置は指を入れるゴムバンド(70)であり、上部(19)及び下部(20)及び／又は部分(19, 20)間に配置されたバネ状発泡材料(71)の囲いを同じ効果で印加されることを特徴とする請求項4記載の装置。

(6) 送信器(15)は第1及び第2の電磁波用に各1つのLED(発光ダイオード)(36, 37)を有し、そのLEDはブロック(60)から各異なって変調された対応する信号を供給され、光ガイド(34, 35)は各LED(36, 37)に割当てられ、その光ガイドは入力側で光結合部材(33)につながれ、その出力に移送ストレッチ(13)の第1のガイド(31)が配置さ

れることを特徴とする請求項5記載の装置。

(7) 受信器(16)は入力側で第2のガイド(32)に接続され、下流変換器(40)は対応する電気信号を発生し、その変換器(40)の下流で、整流器(43, 44)を有する復調回路(61)があり、その結果、2つの反射した波長の夫々に対し、受信器(16)に復調され、整流された出力信号があることを特徴とする請求項6記載の装置。

(8) 計算ユニット(17)は受信器(16)からの1つの出力信号にそれぞれ接続される2つのブランチを有し、それぞれパルス依存振幅を決定する下流回路(40)を有する高域フィルター(45)と、並列低域フィルター(47)と、低域フィルター(47)からのものにより回路(46)から出力信号を計算する下流回路(48)とからなり、更に2つの回路(48)の下流に計算用の別な回路(49)があり、その出力に酸素飽和に対応する信号が生じ、更にディスプレイユニット及び／又はデータインタフェースに伝達さ

れることを特徴とする請求項7記載の装置。

(9) 回路(46)はピーク値整流器を含むことを特徴とする請求項8記載の装置。

(10) 回路(46)は最小-最大復合器及びメモリー、更に入力側に最小-最大復合器及びパルス依存トリガインパルスを送信するメモリーに接続される比較回路とからなる直列回路を有することを特徴とする請求項8記載の装置。

(11) 大きい波長を有するブランチの回路(46)のみが比較回路を有し、これはトリガインパルスを他の回路(46)へ伝送することを特徴とする請求項10記載の装置。

(12) 略660nmのより低い第1の波長及び略780nmから略850nmのより高い第2の波長はスペクトル窓の開発の為に用いられ、第1の波長は第1の周波数 f_1 で振幅変調され、第2の波長はブロック(60)の発生器(38, 39)を介して第2の周波数 f_2 で振幅変調され、復調回路(61)はフィルター(41; 42)及び整流器(43; 44)の1つからなる直列回路からそ

れぞれできることを特徴とする請求項1乃至11のうちいずれか1項記載の装置。

(13) 略660nmのより低い第1の波長及び略780nmから略850nmまでのより高い第2の波長はスペクトル窓の開発の為に用いられ、両方の波長はブロック(60)を介して多重動作の助けで変調され、復調回路(61)で復調されることを特徴とする請求項12記載の装置。

(14) 第2の波長は略830nmであることを特徴とする請求項1乃至13のうちいずれか1項記載の装置。

(15) 全ての光ガイドは単一ワイヤー又は多重ワイヤー構成であり、第1のガイド(31)は1mmのファイバーを有し、指において高光損失の為、第2のガイド(32)はそれぞれが0.5mm直径の32のファイバーを有することを特徴とする請求項1乃至14のうちいずれか1項記載の装置。

3. 発明の詳細な説明

本発明は指用のクランプ状センサーと、特定の波長の2つの電磁波を発生し処理する自己較正制

特開平3-173536 (3)

御ユニットと、介在伝送ストレッチを有する非侵入酸素計装置に係る。

この種の装置は一般的に例えば貧血の患者の生命機能のチェックとして人間の血液中の酸素飽和をモニターするために用いられる。例えば耳たぶ又は指先のような面近くに流れる人体部分の光スキャット測定により、血液の吸収係数の測定が得られる。血液の吸収係数の大きさは赤光の場合に酸素含量に非常に依存し、赤外線範囲近くの光の場合ほとんどそれに依存しない。2つの波長範囲の光の強度比を測定することにより、血液の酸素飽和の測定が得られうる。

しかし、この測定原理を用いる時、干渉の重大な発生源及び誤差の発生源が見出される。従って、光学的に測定可能な信号は例えば肌面への光送信器及び受信器の結合度に非常に依存し、これにより例えば指へのセンサーの適用は動きに非常に敏感である。更に、光学的に測定可能な信号は問題の人体組織中の光学的に記録された血液量の大きさに依存する。更に、酸素含量の正確な量記録の

しかし、この部分は脈動中大きく変化しない。伝送された残留光は光ダイオードでピックアップされる。脈動部分が一時的に消えた時、この強度は吸収の脈動部分用の当初強度又は基準強度を示す。脈動成分が存在する時、両波長で光ダイオードにより受信された光は特定の波長で脈動血液により吸収される量だけ更に減少する。両波長での当初の強度と共に両波長でのこの強度で、全血液への酸素血液の比は制御ユニットで決められる。この公知の酸素計装置は高価であり、例えば患者用干渉がない安全な方法で、強く電磁的に乱された環境で動作するような上記の問題を完全に解くのに適していない。更に、結合度に関して動き敏感性があり、余分な光の効果は測定された結果を誤らせ、光送信器及び受信器の互いに可動な装置がある。

例えば、磁気共鳴映像のような強い電磁源を含む処置の重要な診断用使用に鑑みて特に、磁気共鳴映像器での貧血患者の生命機能をモニターする酸素計装置の使用は特に重要な役割をはたし、一

為、組織吸収即ち血液なしの比の知識は両方の波長範囲に必要である。

酸素計装置はカンパニー ネルカー インコーポレーテッド、ハワード、カリフォルニアの「ユーザーズ マニュアル」A 2 0 4 4、REV Aの1986年9月ドレーガー ヴェルケアーゲー、ルーベックによる独語翻訳である、「Nellcor Pulsoximeter, Modell N-100E, 27, 28, 39及び40頁）に用いる指示書で知られており、この酸素計装置はクランプ状センサーと、電気伝送ストレッチとマイクロプロセッサ及びディスプレイを有する信号処理ユニットとからなる。クランプ状センサーは特に指を受ける中空を有し、中空は弾性合成材料からでき、それぞれ透明材料の窓を有し、その後ろに、上部クランプ部にダブルLED及び下部クランプ部に大きな面積の光ダイオードが配置される。LEDは660nmの範囲の赤光及び920nmの赤外線範囲の光を灌流される組織に伝送する。組織及び非脈動血液により吸収される光の部分は両波長で異なる。

方で影像器の均質の電磁界を妨害し、他方で、燃焼損傷又は電気ショックのような患者への危険を除外し、例えば電気供給ラインで誘導の結果として生じうる。この公知の酸素計はこれらとの要件を満足しない。

本発明は例えば指用のクランプ状センサーを有する非侵入酸素計装置を提供する目的に基づき、該装置は血液中の酸素飽和の度合を検出するのに適しており、更に電磁的に影響された環境、例えば磁気共鳴影像器の内部と互換性があり、干渉の他の源及び誤差の源に関しても強い。

この目的は、センサー及び移送ストレッチは非金属材料からなり、センサーはパネ装置及び指先に適合される端部を有する少なくとも1つの中空を有し、その端部で光ガイド部は終端し、指の非移動-感知接続用に移送ストレッチのセンサー側端部に切離せるように接続され、異なる断面の2つの光波ガイドを有し、制御ユニットは送信器と、受信器と、先ず異なるように符号化され、移送ストレッチのスペクトル窓に対応する指から反射さ

特開平3-173536 (4)

れた電磁波のバース依存変調係数の相対的振幅から血液の酸素含量を決める計算ユニットを有する本発明により達成される。

本発明の所望の実施例によれば、第1のガイドは制御ユニットからの電磁波（以下簡略化のため波という）をセンサーに伝送し、第2のガイドは指から反射された電磁波を制御ユニットに伝送し、第2のガイドは第1のガイドより大きい断面を有し、両方共プラスチックで作られ、センサーではブラグ装置を介して光ガイド部に接続される。

これらの光ガイド部が固定装置のセンサーに配置される事実は動作中移送ストレッチの2つのガイドの相対的動作から動作誤差が生じるのを防ぐ。

指の一部を受ける溝形の中空を各々有する上部及び下部を有するセンサーは有利であり、その上部及び下部はバネによりクランプの方法で互いに対して移動自在である。下部中空は指先に適合された内端部を有利に有し、その端部で、光ガイド部はその断面に埋設され、互いに離間して配置される。互いからの断面の距離は本質的に光短絡回

路を防ぐのに役立つ。

本発明によれば、断面は、端部の曲線に対応する角度で互いに対して配置され、光ガイド部は鋤造組成に埋設される。それらは指先に向って部分的に曲線で延在する。中空は指の異なる形状に適合する可撓性材料からなりうる。中空の1つ、即ち下部中空に両断面を配置することにより、高いに対して2つのクランプ部の意図しない動きの結果として生じる動作誤差を防ぐことは可能である。

バネ装置は指を入れるゴムバンドであり、センサーの上部及び下部の周りに適用され、又はバネ状発泡材料がセンサーの対応部分間に同じ効果で配置されうる。

所望の実施例によれば、送信器は第1及び第2の電磁波用に各1つのLED（発光ダイオード）を有し、そのLEDはブロックから各異なって変調された対応する信号を供給される。1つの光ガイドは各LEDに割当てられ、その光ガイドは入力側で光結合部材につながれ、その出力に移送ストレッチの第1のガイドが接続される。

受信器は入力側で移送ストレッチの第2のガイドに接続され、対応する電気信号を発生するトランスフォーマーを有し、その変換器の下流で、整流器を有する復調回路があり、その結果、2つの反射した波長の夫々に対し復調され、整流された出力信号がある。電磁波の変調はなにかんずく送信器により発生された2つの電磁波の検出に役立ち、従って無関係な光で生じた干渉の抑圧にも役立つ。

受信器の出力信号は入力側で計算ユニットに伝送される。

本発明によると後者は2つのブランチを有し、それぞれバース依存振幅即ちバース依存変調係数を決定する下流回路を有する高域フィルターと、並列低域フィルターと、低域フィルターからのものにより該回路から出力信号を計算する第1の回路とからなる。更にこれらの2つの回路の下流に計算用の別な回路があり、その出力にディスプレイ又はデータインタフェースに送る信号が現われる。信号はディスプレイユニット及び/又はデータインタフェースに中継されうる。

本発明によると、660nmのより低い第1の波長及び略780nmから略850nmのより高い第2の波長はスペクトル窓の開発の為用いられ、第1の波長は第1の周波数で振幅変調され、第2の波長は第2の周波数で振幅変調される。660nmの公知の第1の波長と805nmの第2の波長を比較するに、かなり大きな範囲が本発明により第2に対して可能である。

所望の実施例によると、時分割多重操作の助けで第1及び第2の波長を変調することも可能である。

略830nmの波長は望ましくは第2の波長に用いられる。略850nm以上の波長が使用される光誘導ファイバーで大きく減衰されるのが示されたので、波長にレイサン上制限がある。

全ての光ガイドは望ましくは単一ワイヤ又は多重ワイヤ構成であり、第1のガイドは例えば1mmのファイバーを有し、指の高光損失の為、第2のガイドは例えば0.5mmの直径の32のファイバーを有する。

特開平3-173536 (5)

本発明による酸素計装置は血液の酸素含量を記録するパルス信号を用い、その信号は高周波信号バックグラウンドに重畳され、心拍のリズムで指の血液量に依存する。この小さい信号の変調度、即ちパルス交番信号振幅及びバックグラウンドの商は、血液量パルスにより乗算され用いられた波長で血液の特定の吸収の積又は血液量の光パスの長さでそれでもたらされた変化に等しい。この商は組織吸収及び指と皮膚面の断面間の結合度に依存しない。上記波長でそのバックグラウンドに標準化された光パルス信号の商は最後に脈拍あたりの血液量の未知の量を除去し、これにより用いられる2つの波長での血液の特定の吸収の商は酸素含量の測定として計算ユニットの出力に得られる。

以下図面と共に本発明による実施例を説明する。

第1図は本発明による非侵入酸素計装置10を示す。それはクランプ状センサー11と、制御ユニット12と、望ましくは光ガイド31、32とからなり、制御ユニット12をセンサー11に接続する移送ストレッチ13とからなる。制御ユ

ニット12はエネルギー供給源14と、送信器15と、受信器16と、血液の酸素含量を表わす信号をその出力18に出力する計算ユニット17とを有する。この信号はディスプレイ（図示せず）を介して制御ユニット12内で可視でき、又は例えばデータインターフェース（同様に図示せず）に供給されうる。

センサー11はクランプ状に設計され、関節50を介して互いに動けるよう接続された上部19及び下部20から本質的に構成される。センサー11は全て非金属材料からなり、外部のてこ力なしに、上部19及び下部20の囲りに用いられたゴムバンド70又は部分19及び20間に用いられるバネ状発砲材料71からなる非金属バネ装置により、閉じた位置のままにある。第1図は両方の可能性を示し、第4図及び第5図は単にゴムバンド70を示す。上部19及び下部20はクランピング頸部としての溝の形に設計された中空21、22を有する。これらの中空21、22は、少なくとも人差し指（図示せず）の2つの指

骨がいわばクランプされうる望ましくは酸性弾性合成部材の指ベッドを形成する。クランプ状センサーに内側に向かう下部中空22はその形状が埋込方法で指の指先を支持するのに適している端部23により制限される。この制御23の面において、2つの光ガイド部24及び25の断面51、52は埋込で、互いに離間しており、指に向かって配置される。端部分26、27は光ガイド部24及び25の端部を受容するよう端部23に向かって設けられ、鋳造組成28により固定される。光ガイド部24及び25はいずれもセンサー11の下部20のプラグ装置29及び30にわずかな曲線でつながる。

光ガイド部24及び25は、移送ストレッチ13のガイド31及び32のように、市販のプラスチックの光波ガイドである。ガイド31は制御ユニット12に対する送信ラインを構成し、ガイド32は受信ラインを構成する。1mm直径のファイバーは例えば送信ラインとして用いられる。指の透過時の高い光損失のため大きい断面を有する

受信ラインを設けることが必要となる。この目的の為に各0.5mm直径の32のファイバーを有する光波ガイドが用いられうる。或いは、例えば3mm直径の1つのファイバーが用いられうるが、非常に堅い。ガイド31及び32はプラグ29及び30を介してセンサー11に接続される。ガイド31を介してセンサー11に至る電磁波は端部23から出、指先に入る。光ガイド部25の断面が同様に端部23で終端する事実によって、それは端部23で終端する光ガイド部24の横断面51に対する角度である。次に指から反射したある電磁波は光ガイド部25に入り、プラグ装置30を介してガイド32に入り、制御ユニット12に入る。

指はこの装置で完全に透過されない。むしろ、光の供給の出入りは両方とも指先で実行され、その為両方の光ガイドは一端からしっかり指に印加され、それによりケーブル動作中例えば変更された光結合で起こされる動作誤差は減少する。

第2図は制御ユニット12を示し、送信器15、受信器16及び計算ユニット17の概略図が示さ

特開平3-173536 (6)

れる。

送信器 15 は出力側でガイド 31 に及び入力側で 2 つの別な光ガイド 34 及び 35 に接続される光結合器 33 を有する。光ガイド 34 及び 35 は夫々ブロック 60 から電気信号が供給される LED (発光ダイオード) 36 及び 37 に夫々つながれる。この目的の為、ブロック 60 は夫々 1 つの発生器 38 及び 39 を含む発生器 38 は 660 nm の電磁波を発生する信号を発生し、信号は望ましくは周波数 f_1 で振幅変調される。発生器 39 は望ましくは 830 nm の電磁波を発生する信号を発生し、信号は周波数 f_2 で振幅変調される。別な変調 (第 2 図で図示せず) 例えば時分割多重変調がブロック 60 でなされることを指摘する。略 780 nm から略 850 nm の波長を有する光は第 2 の波長としても用いられうる。大きい波長はプラスチックファイバーでより大きく減衰され、その為それらはやや適さない。

測定された結果に対し余分な光の影響を防ぐ為に、その強度に関して変調された電磁波は、指で

の反射の後、受信器 16 でのガイド 32 を介して最後に対応する電気信号を発生する変換器 40 に至る。変換器 40 の出力に存在する測定情報は復調回路 61 にて選択され、第 2 図による振幅変調の場合には、下流フィルター 41 及び 42 は変調周波数 f_1 及び f_2 に対応し、下流整流は整流器 43 及び 44 でなされる。復調の後、受信器 16 の出力に現われる 2 つの信号があり、どちらの信号もセンサー 11 での指の光反射に比例する。タイミング信号は送信器 15 から復調回路 61 に送信されることに注意すべきである。

第 2 図は受信器 16 の出力での信号の波形を示す。波形は小さな信号変化が心拍のリズムで観測されるべき高信号バックグラウンドからなる。これらは透過された指の脈拍から生じる。この小さいパルス信号は血液の酸素含量を記録するのに用いられる。その理由は心臓の動作で生じた血液量の変化、即ち血液量パルスに対応し、血液循環の動脈領域から主に生じ、従って酸素飽和の度合に対する望ましい情報源である。この小さい信号の

変調度、即ち振幅交番パルスとバックグラウンドの商は血液量パルスで乗算され、用いられる波長での血液の特定の吸収の積、又は、それで生じた血液量の光パスの長さの変化に等しい。この商は最初に述べた干渉変数のどれにも依存しない。更に光源の初めの強度、光ガイドファイバーストレッチの減衰損失及びホトダイオード及びトランスフォーマ自体の特性に依存しない。上記の波長でそのバックグラウンドに標準化された光パルス信号の商は最初に量パルスの未知量を削除する。用いられた両方の波長での血液の特定の吸収の商は結果として残り、酸素含量の目安である。

受信器 16 からの出力信号は入力信号として供給される計算ユニット 17 において、酸素含量を示すこの商は決定され、更に出力信号として矢印 B に応じてディスプレイ及び/又はインターフェース (図示せず) へ伝送される。ブランチは計算ユニットの各入力信号に割合てられ、ブランチは高域フィルター 45 と、パルス依存振幅を決定する下流回路 46 と、並列な低域フィルター

47 及び回路 46 及び低域フィルター 47 の出力に接続される回路 48 とからなる。各回路 48 は 2 つの復調された信号のそれぞれの相対的なパルス波高を計算する商形成に役立ち、換言すればパルス化信号の波高の割算は下流回路 46 を有する高域フィルター 45 と、低域フィルター 47 の出力に現われる高信号バックグラウンドにより形成される。2 つの回路 48 の出力信号は別な回路 49 の入力側に供給される。この回路 49 は割算器であり、血液の酸素含量にのみ依存する所望の信号を出力に発生するための相対的なパルス波高に比例する 2 つの入力信号の割算を実行するのに用いられる。

回路 46 はピーク値整流器として設計され、しかし、小さい信号の割合に干渉を受け易いことがある。それは脈拍を決める比較回路を有する回路 46 又は対応するトリガインパルス及び下流メセリーを有する最小-最大検出器を用いるのが有利である。望ましい実施例では、ただ 1 つの比較回路は大きい波長を有するブランチに設けられ、ブ

特開平3-173536 (7)

ランチの最小-最大検出器に小さい波長のパルス依存トリガインパルスを提供する。

第4図は第1図での開口位置のセンサー11を示し、第5図は第1図のセンサー11の線A-Aで切取された断面図を示す。この図では溝状中空21及び22と端部23に終端するガイド部24及び25の断面51及び52が明らかに示される。

上記説明、図面及び請求項で開示された本発明の特徴はその種々の実施例において本発明の実行の個々及び所望の組合せにおいて必須である。

4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明によるセンサーがその長手方向軸に沿って断面で示される、非侵入酸素計の図、

第2図は酸素計の制御ユニットの概略設計図、

第3図は制御ユニットの受信器の出力での反射された電磁波の典型的信号の図、

第4図は第1図による開口位置の酸素計のセンサーの図、

第5図は第1図による酸素計のセンサーの線V-Vで切取された断面図である。

10…非侵入酸素計装置、11…センサー、12…制御ユニット、13…移送ストレッチ、14…エネルギー供給源、15…送信器、16…受信器、17…計算ユニット、18…出力、19…上部、20…下部、21、22…中空、23…端部、24、25…光ガイド部、26、27…端部分、28…鋳造組成、29、30…プラグ装置、31、32…ガイド、33…光結合器、34、35…光ガイド、36、37…LED、38、39…発生器、40…変換器、41、42…下流フィルター、43、44…整流器、45…高域フィルター、46…下流回路、47…低域フィルター、48、49…回路、51、52…断面、60…ブロック、61…復調回路、70…ゴムバンド、71…バネ状発砲材料。

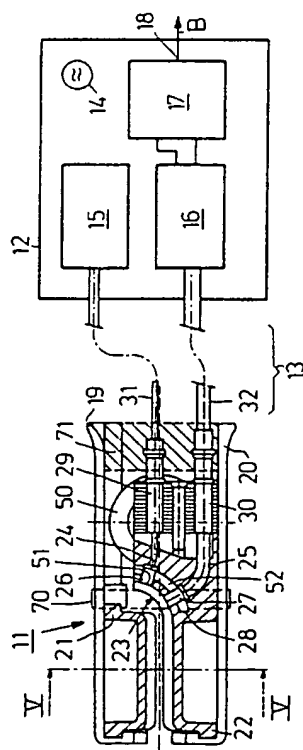


FIG. 1

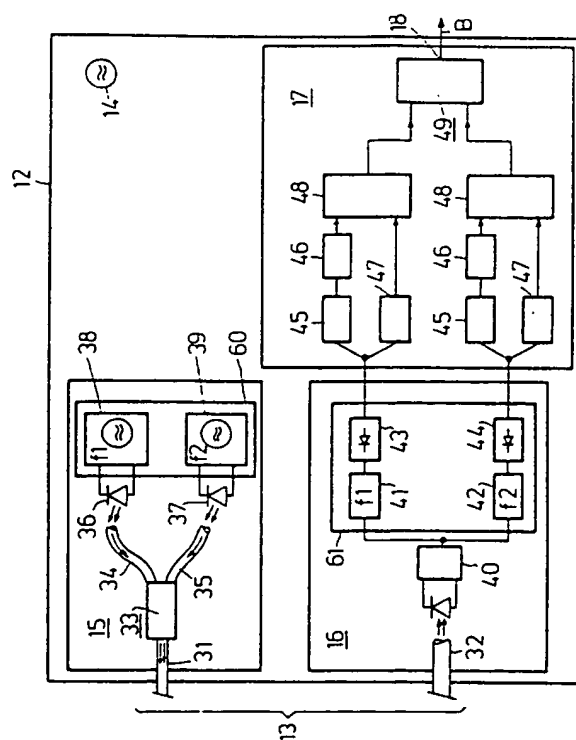
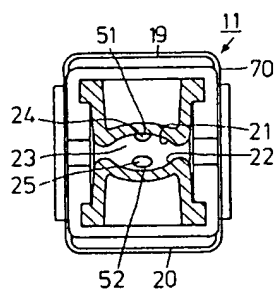
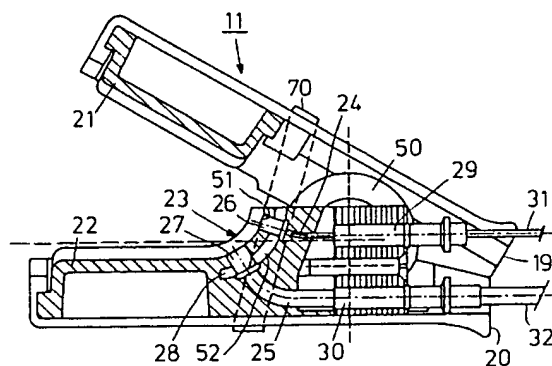
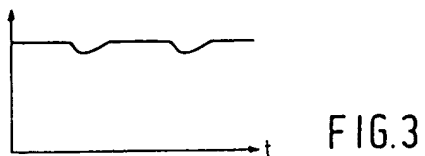


FIG. 2

特開平3-173536(8)



BEST AVAILABLE COPY